

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Martina Vorih

Zagreb, 2013.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentor:

Prof. dr. sc. Janoš Kodvanj

Student:

Martina Vorih

Zagreb, 2013.

Izjavljujem da sam rad radila samostalno koristeći se stečenim znanjem, navedenom literaturom i dostupnom opremom Laboratorija za eksperimentalnu mehaniku.

Zahvaljujem mentoru prof. dr. sc. Janošu Kodvanju na nesebičnoj pomoći, dostupnosti, te stručnom usmjeravanju i ugodnoj suradnji u izradi ovog rada.

Također zahvaljujem se svom suprugu i roditeljima na bezuvjetnoj podršci koju su mi pružili tijekom studija.

SADRŽAJ

| | |
|--|-----|
| SADRŽAJ | II |
| POPIS SLIKA | IV |
| POPIS TABLICA | V |
| POPIS OZNAKA | VI |
| SAŽETAK | VII |
| 1. UVOD..... | 1 |
| 2. ZGLOB KUKA | 3 |
| 2.1. Građa zgloba kuka..... | 3 |
| 2.2. Biomehanika zgloba kuka..... | 5 |
| 3. ENDOPROTEZA ZGLOBA KUKA | 8 |
| 3.1. Dijelovi endoproteze zgloba kuka..... | 8 |
| 3.2. Ugradnja endoproteze zgloba kuka | 9 |
| 3.3. Vrste endoproteza zgloba kuka | 10 |
| 4. ISPITIVANJE ENDOPROTEZE ZGLOBA KUKA PO NORMI ISO 7206-4 | 14 |
| 4.1. Područje norme ISO 7206-4 [4]..... | 14 |
| 4.2. Način provođenja eksperimenta..... | 14 |
| 4.3. Materijali..... | 15 |
| 4.4. Instrumenti [4]..... | 15 |
| 4.5. Provedba eksperimenta prema normi ISO 7206-4 [4]..... | 16 |
| 5. DINAMIČKO ISPITIVANJE ENDOPROTEZE ZGLOBA KUKA..... | 19 |
| 5.1. Konstruiranje i izrada dijelova za provedbu eksperimenta..... | 19 |
| 5.2. Pozicioniranje endoproteze zgloba kuka | 21 |
| 5.3. Provedba ispitivanja endoproteze zgloba kuka | 23 |
| 6. REZULTATI EKSPERIMENTA | 24 |

| | | |
|------|--|----|
| 6.1. | Rezultati ispitivanja endoproteze Müller | 24 |
| 6.2. | Rezultati ispitivanja endoproteze Zweimüller | 26 |
| 7. | PROVEDBA NUMERIČKE SIMULACIJE METODOM KONAČNIH ELEMENATA .. | 27 |
| 7.1. | Prikaz geometrije modela i parametri materijali | 27 |
| 7.2. | Definiranje mehaničkih veza | 28 |
| 7.3. | Zadavanje rubnih uvjeta i opterećenja | 29 |
| 7.4. | Generiranje mreže konačnih elemenata | 30 |
| 8. | REZULTATI NUMERIČKE ANALIZE | 30 |
| 8.1. | Analiza pomaka endoproteze zgloba kuka | 30 |
| 8.2. | Analiza naprezanja i deformacija endoproteze zgloba kuka | 32 |
| 9. | ZAKLJUČAK | 34 |
| | LITERATURA | 36 |
| | PRILOZI | 37 |

POPIS SLIKA

| | |
|--|----|
| Slika 1. Građa zglobnog kuka | 3 |
| Slika 2. Kolodijafizarni kut ili CCD kut | 4 |
| Slika 3. CCD kut a) coxa varga b) coxa vara..... | 4 |
| Slika 4. Kut torzije femura..... | 5 |
| Slika 5. Opterećenje kukova pri stajanju a) na dvije noge b) na jednoj nozi..... | 6 |
| Slika 6. Opterećenje zgloba kuka pri normalnom hodu | 7 |
| Slika 7. Opterećenje pri šepanju..... | 7 |
| Slika 8. Dijelovi endoproteze zgloba kuka | 8 |
| Slika 9. Prva faza operacije ugradnje endoproteze zgloba kuka | 9 |
| Slika 10. Druga faza operacije ugradnje endoproteze zgloba kuka | 10 |
| Slika 11. Treća faza operacije ugradnje endoproteze kuka | 10 |
| Slika 12. Vrste endoproteza kuka a) parcijalna b) totalna | 11 |
| Slika 13. Cementirana endoproteza..... | 12 |
| Slika 14. Bescementna endoproteza | 12 |
| Slika 15. Endoproteza Müller | 13 |
| Slika 16. Endoproteza Zweimüller | 13 |
| Slika 17. Pozicioniranje mjernog uzorka..... | 16 |
| Slika 18. Položaj ispitnog uzorka tijekom eksperimenta..... | 17 |
| Slika 19. Uređaj za prihvata i pozicioniranje ispitnog uzorka..... | 17 |
| Slika 20. Posuda za učvršćenje s postoljem..... | 20 |
| Slika 21. Dijelovi sklopa za opterećivanje..... | 21 |
| Slika 22. Pozicioniranje ispitnog uzorka u posudi | 22 |
| Slika 23. Pozicioniranje ispitnog uzorka na umaralici | 22 |
| Slika 24. Servohidraulička umaralica LFV 50-HH | 23 |
| Slika 25. Sinusoidalni oblik cikličkog opterećenja | 24 |
| Slika 26. Endoproteza Zweimüller u mediju za učvršćivanje..... | 24 |
| Slika 27. Maksimalni i minimalni pomaci endoproteze Müller..... | 25 |
| Slika 28. Maksimalni i minimalni pomaci endoproteze Müller..... | 26 |
| Slika 29. Geometrija modela..... | 28 |
| Slika 30. Mehaničke veze | 29 |
| Slika 31. Rubni uvjeti i opterećenje | 29 |
| Slika 32. Mreža konačnih elemenata..... | 30 |
| Slika 33. Raspodjela pomaka u smjeru koordinatnih osi..... | 31 |
| Slika 34. Raspodjela ukupnih pomaka endoproteze zgloba kuka | 31 |
| Slika 35. Raspodjela ekvivalentnih naprezanja..... | 32 |
| Slika 36. Raspodjela deformacija | 33 |

POPIS TABLICA

| | |
|---|----|
| Tablica 1. Promjena kolodijafizarnog kuta tijekom života..... | 5 |
| Tablica 2. Parametri orijentacije ispitnog uzorka..... | 18 |
| Tablica 3 Dimenzije zaprimljenih ispitnih uzoraka endoproteza zgloba kuka | 21 |
| Tablica 4. Očitane vrijednosti pomaka prilikom ispitivanja endoproteze Müller..... | 25 |
| Tablica 5. Očitane vrijednosti pomaka prilikom ispitivanja endoproteze Zweimüller | 26 |
| Tablica 6. Parametri materijala | 28 |

POPIS OZNAKA

S_5 - središte masa

T [N] - težina tijela

M [N] - mišićna sila

CT [mm] - udaljenost između centra glave i najudaljenije točke trupa endoproteze

KL - os koja spaja polovišta bočnog presjeka endoproteze na udaljenosti od $0,1 \times CT$ i $0,4 \times CT$

α [°] - kut torzije femura

β [°] - kut anteverzije femura

D [mm] - vertikalna udaljenost od centra glave ispitnog uzorka do razine medija za učvršćenje

f [Hz] - frekvencija

S_{\min} [mm] - eksperimentalno dobiveni minimalni vertikalni pomak

S_{\max} [mm] - eksperimentalno dobiveni maksimalni vertikalni pomak

SAŽETAK

Sve češće bolesti i oštećenja zgloba kuka posljedica su modernog načina života koji nameće nepravilnu ishranu, pretjeranu tjelesnu težinu i smanjenu fizičku aktivnost. Kvaliteta života bolesnika znatno se smanjuje zbog neizdržive boli koja uzrokuje smanjenu pokretljivost. Dugotrajna medicinska istraživanja dala su rješenje u obliku ugradnje endoproteze zgloba kuka koja zamjenjuje oštećeni zglob i pridonosi kvaliteti života bolesnika.

U ovome radu ispitana je dinamička izdržljivost endoproteza zgloba kuka u skladu s normom ISO 7206-4. Prema propisanoj normi određeni su pomaci endoproteze zgloba kuka pri cikličkom opterećenju s $5 \cdot 10^6$ ciklusa. Eksperimentalnim ispitivanjem određeni su vertikalni pomaci, a numeričkom simulacijom statičkog opterećenja određen je udio horizontalnih pomaka u ukupnom pomaku. Ispitni uzorci izrađeni su od titanove legure ISO 5832-3 različitim tehnološkim postupcima.

Ključne riječi: endoproteza zgloba kuka, pomak, dinamička izdržljivost

1. UVOD

Ubrzani način života, smanjena mišićna aktivnost i nepravilna ishrana uzrokuju dugotrajna oštećenja zgloba kuka. Poremećaji biomehaničkih odnosa u pravilnom radu zgloba kuka dovode do kronične boli te smanjuju pokretljivost pacijenta. Dugotrajno oštećenje zgloba kuka može dovesti i do oštećenja kralježnice jer je njegova glavna funkcija potpora zdjelice i kralježnice. Endoproteza zgloba kuka zamjenjuje oštećeni zglob i time pacijentu osigurava bolju kvalitetu života. O učestalosti oštećenja zgloba kuka svjedoče statistički podaci prema kojima se u zemljama EU godišnje zabilježi više od 450.000 ugradnji endoproteza. U Hrvatskoj se godišnje ugradi oko 2500 endoproteza zgloba kuka. Navedenom bolesti nije pogođena samo starija dobna skupina već i mlađa populacija.

Zglob kuka je najveći zglob u tijelu, a nalazi se na spoju bedrene kosti (femura) i acetabulumu zdjelice. Navedeni zglob je statički i dinamički oslonac tijelu zbog čega je obavljen najjačom mišićnom masom. Dugotrajno oštećenje zgloba uzrokuje slabljenje muskulature kuka i potkoljenice što najveći problem predstavlja kod kroničnih bolesnika. Kod kroničnih bolesnika ugradnja endoproteze zgloba kuka neće bitno poboljšati pokretljivost samog pacijenta, ali će ukloniti bol. Ključni problem kod kroničnih pacijenata je vraćanje pokretljivosti i stabilnosti kuka odnosno jačanje muskulature.

U Laboratoriju za eksperimentalnu mehaniku Fakulteta strojarstva i brodogradnje ispitana je dinamička izdržljivost dvije vrste endoproteza zgloba kuka prema normi ISO 7206-4. Ispitni uzorci zaprimljeni su od tvrtke Instrumentaria d.d. koja je specijalizirana za izradu medicinskih implantata.

Norma ISO 7206-4 propisuje cjelokupan postupak ispitivanja endoproteze zgloba kuka uključujući pozicioniranje tijekom zalijevanja medijem za učvršćivanje u posudi pod točno određenim kutovima, a koji odgovaraju orijentaciji zgloba kuka u ljudskom organizmu; postavljanje endoproteze na uređaj za dinamičko opterećivanje (umaralicu) i programiranje ispitnog uređaja. U programski kod umaralice unose se parametri ispitivanja: frekvencija i iznos opterećenja.

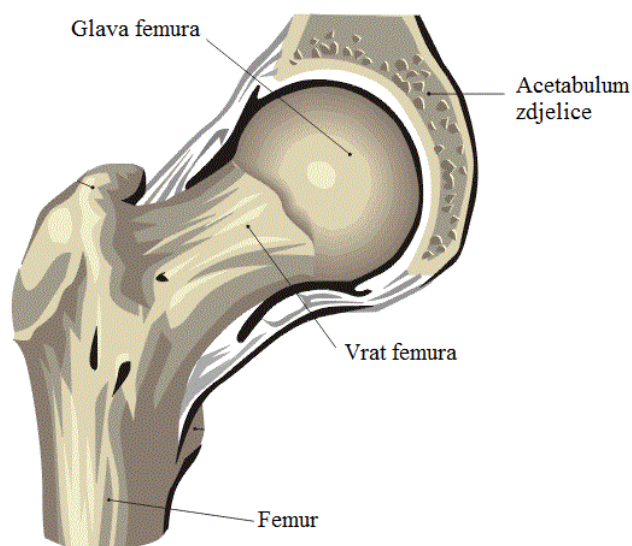
Propisani broj ciklusa određen je već spomenutom normom i iznosi $5 \cdot 10^6$ ciklusa, a ispitivanje se prekida u slučaju loma uzorka ili prevelikog progiba. Nakon izdržanog broja ciklusa, ispitni uzorak se oslobađa i pregledava se vrat endoproteze i medij za učvršćenje kako bi se ustvrdila eventualno nastala napuknuća i oštećenja. Rezultati dobiveni ispitivanjem endoproteza zgloba kuka koristit će se u razvoju novih, poboljšanih proteza. Građa i biomehanika zgloba kuka prikazani su u drugom poglavlju. U trećem poglavlju opisana su svojstva endoproteza zgloba kuka i način ugradnje. U četvrtom poglavlju detaljno je opisana norma po kojoj je proveden eksperiment. Provedba i rezultati eksperimenta dani su u petom i šestom poglavlju. U sedmom i osmom poglavlju prikazan je numerički model i rezultati računalnih simulacija provedenih metodom konačnih elemenata. Na temelju dobivenih rezultata eksperimentalnog ispitivanja i računalnih simulacija na kraju je iznesen zaključak.

2. ZGLOB KUKA

Zglob kuka je najveći zglob u ljudskom organizmu, a nalazi se između femura i acetabuluma zdjelice zbog čega je u znanstvenoj grani medicine često nazivan acetabulofemoralnim zglobovom (art. Coxae). U ljudskom tijelu nalaze se dva zgloba kuka koja čine podršku masi tijela u statičkim i dinamičkim radnjama, štite reproduktivni sustav i donji probavni sustav.

2.1. Građa zgloba kuka

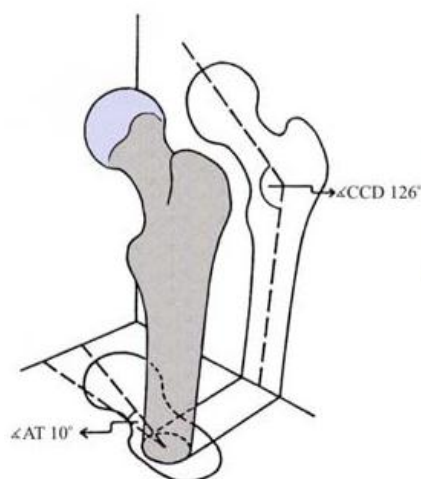
Zglob kuka je kuglastog oblika okružen snažnim bedrenim mišićima i ligamentarnim sustavom. Bedrena kost još nazvana i femur, kao najveća cjevasta kost u tijelu, dijeli se na glavu, vrat i trup. Acetabulum zdjelice ima oblik duboke polukugle koja okružuje glavu femura [Slika 1]. Glava femura nalazi se na gornjem dijelu bedrene kosti i kuglastog je oblika.



Slika 1. Građa zglobnog kuka

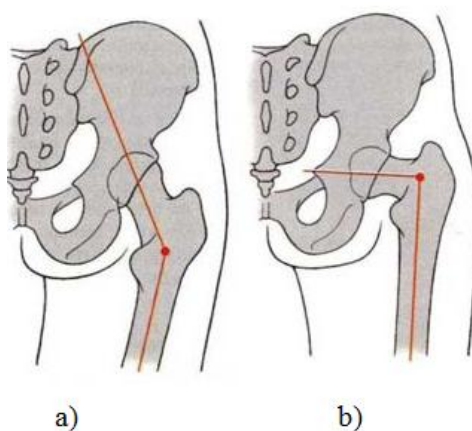
Unutrašnjost acetabuluma i površina glave femura prekrivene su debelom zglobnom hrskavicom. Zglobna hrskavica omogućuje glatke pokrete u zglobu, a njezina debljina ovisi o pritisku pri kretanju [1]. Na glavi femura debljina hrskavice je veća na mjestu gdje je veći pritisak pri hodaњу. U prosjeku debljina hrskavice iznosi oko 6mm.

Zglob kuka svojim oblikom i građom omogućava kretnje fleksije, ekstenzije, abdukcije i addukcije, rotacije i cirkumdacije, te sve moguće kombinacije tih pokreta. Stoga dijagnostički postupci baziraju se na trodimenzionalnom prikazu zgloba i bedrene kosti u frontalnoj i horizontalnoj ravnini. U frontalnoj ravnini mjeri se kolodijafizarni kut ili pravilnije CCD-kut. Kolodijafizarni kut je kut između uzdužne osi vrata bedrene kosti i središnje glave, te uzdužne osi dijafize bedrene kosti [Slika 2].



Slika 2. Kolodijafizarni kut ili CCD kut

Kolodijafizarni kut mijenja se tijekom života [Tablica 1], a prosječan CCD-kut kod odraslih zdravih osoba iznosi između 126° i 133° . Stanje kada CCD-kut odstupa od prosječnih vrijednosti naziva se coxa varga ili coxa vara [Slika 3]. Coxa varga je promjena kada je CCD-kut veći, a coxa vara kada je manji od navedenih vrijednosti za zdrave odrasle osobe.

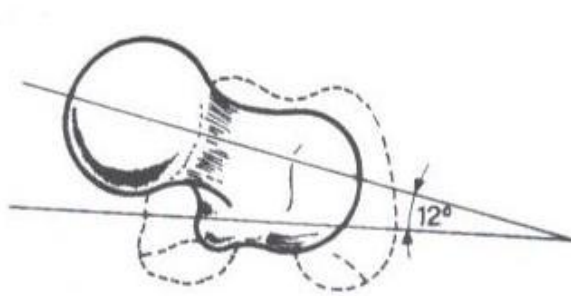


Slika 3. CCD kut a) coxa varga b) coxa vara

Tablica 1. Promjena kolodijafizarnog kuta tijekom života

| DOB (godina) | CCD kut |
|--------------|---------|
| 1 | 148° |
| 3 | 145° |
| 5 | 142° |
| 10 | 138° |
| 15 | 133° |
| 23 | 126° |

U horizontalnoj ravnini mjeri se kut torzije femura koji zatvara os vrata femura s osi koljena [Slika 4]. Prosječan kut torzije kod zdrave odrasle osobe iznosi oko 10°, a razlikuje se ovisno o dobi pacijenta.

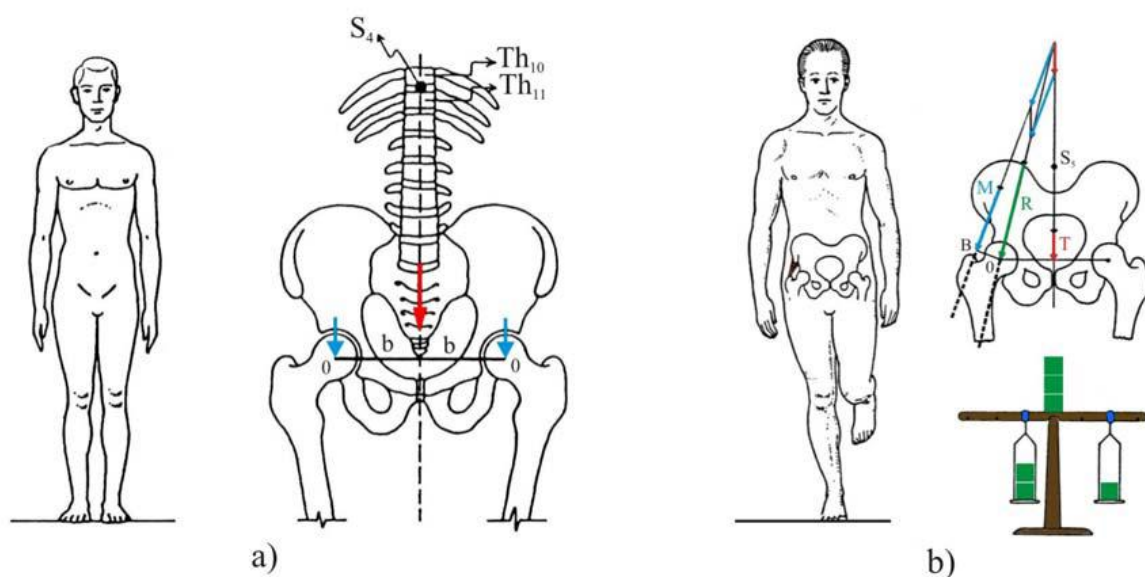
**Slika 4. Kut torzije femura**

2.2. Biomehanika zgloba kuka

Iako je zglob kuka jedan od prvih zglobova na kojemu se počela primjenjivati suvremena biomehanika, kuk je još uvijek česta tema različitih projekata i istraživačkih radova biomehanike. Složena problematika kuka krije se u njegovoj građi koja omogućuje kretnje fleksije, ekstenzije, abdukcije i addukcije, rotacije i cirkumdacije, te sve moguće kombinacije tih pokreta. Međutim za točnija analitička rješenja osim mišićnih sila u obzir bi se morali uzeti i vanjski podražaji koji obično rezultiraju rotacijskim silama.

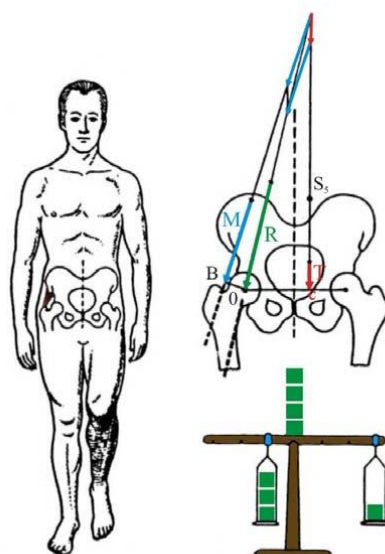
Uspravnim stajanjem oba kuka su jednako opterećena. Dakle, svaki kuk je potpora polovici težine tijela. Sukladno tome, sila na zglob kuka iznosi polovicu sile opterećenja gornjeg dijela

tijela i okomita je na glavu bedrene kosti [slika 5]. Težište se nalazi na spojnici središnjica kukova. Pri takvom stajanju kukovi su vrlo malo opterećeni, a položaj zdjelice koja je usporedna s podlogom je stabilna. Međutim, u slučaju stajanja na jednoj nozi opterećenje kuka znatno raste. Rezultirajuću silu koja djeluje na njega moguće je izračunati iz paralelograma mišićne sile koja djeluje na kuk i osigurava stabilnost zdjelice i poznate težine gornjeg dijela tijela [Slika 5]. Dakle, težišnica tijela prolazi kroz sredinu zdjelice.



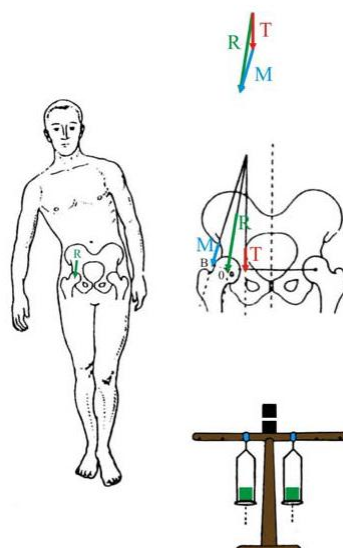
Slika 5. Opterećenje kukova pri stajanju a) na dvije noge b) na jednoj nozi

Najveći broj znanstvenih istraživanja u suvremenoj biomehanici usmjeren je prema funkcijama zglobova kuka prilikom hodanja. Održavanje ravnoteže i pokretanje tijela prema naprijed ipak je nešto složeniji proces. Uobičajeni hod najvećim dijelom se bazira na kretnjama fleksije i ekstenzije. Pri normalnom hodu mišićna sila suprotstavlja se sili teže. Međutim zbog složenosti procesa hodanja ponekad se radi postizanja brzine, mišićna sila i sila teže nadopunjavaju kako bi se postigla unutrašnja ravnoteža organizma[1]. Statička analiza hoda (u fazi kada je jedna noga opterećena, a tijelo postavljeno okomito na podlogu) uravnotežuje aktivnu abduktornu silu mišića i pasivnu silu teže, a kao rezultat uravnoteženja kuk je opterećen silom četiri puta većom od nosive sile teže. Razlog takvom opterećenju je duljina kraka mišićne sile koji je tri puta veći nego krak sile teže. Rezultantna sila u tom slučaju zatvara kut od 16° prema okomici [Slika 6].



Slika 6. Opterećenje zgloba kuka pri normalnom hodu

Biomehanička opterećenja endoproteze vrlo su slična fiziološkim opterećenjima zgloba kuka. Iznimka su kronični bolesnici s vrlo oslabljenom abduktornom muskulaturom. Rezultirajuća sila djeluje nepovoljno na kuk i uzrokuje šepanje [Slika 7]. Vertikalniji nagib resultantne sile rasterećuje zglob kuka, ali u isto vrijeme povećava moment savijanja u prednjem dijelu femura što nepovoljno utječe na endoprotezu kuka.



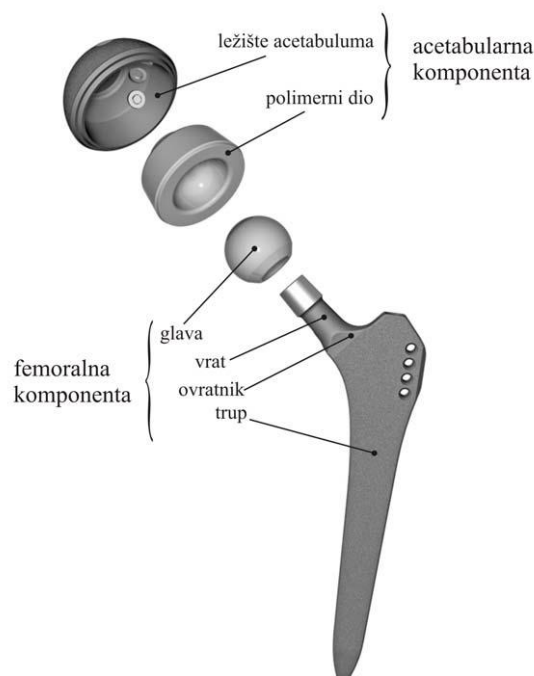
Slika 7. Opterećenje pri šepanju

3. ENDOPROTEZA ZGLOBA KUKA

Jedno od najvećih postignuća ortopedske kirurgije je ugradnja umjetnog zgloba. Potreba za ugradnjom endoproteza seže daleko u povijest, ali njezin razvitak pratio je znanstvena dostignuća biomehanike. Zbog toga prvi pokušaji ugradnje endoproteze kuka zabilježeni su već 1890. godine kada se primjenjivala endoproteza od slonovače. Tek nakon pola stoljeća, točnije 1938., proizvedena je prva endoproteza napravljena od nehrđajućeg čelika. Gotovo 8 godina kasnije proizvedena je endoproteza koja je bila u široj upotrebi, međutim ona nije zadovoljavala opterećenja kuka pa je njezina upotreba napuštena. Iako su totalne endoproteze bile poznate već 40-tih godina 20. stoljeća svoju širu primjenu su doživjele tek 20 godina kasnije.

3.1. Dijelovi endoproteze zgloba kuka

Dvije glavne komponente endoproteze zgloba kuka su acetabularna i femoralna komponenta. Acetabularni dio sastoji se od dva dijela: ležišta acetabuluma i polietilenske čašice. Femoralnu komponentu endoproteze čine femoralna glava, vrat, ovratnik i trup [Slika 8].

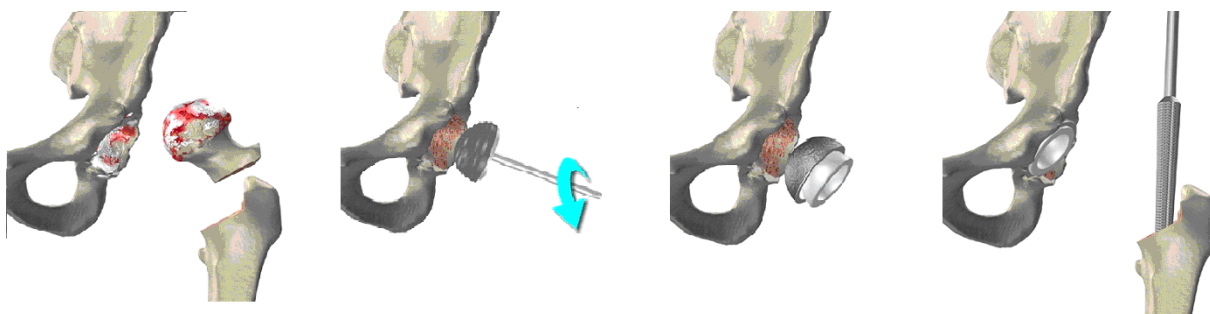


Slika 8. Dijelovi endoproteze zgloba kuka

Biomehanička funkcija glave endoproteze s acetubularnom čašicom osigurava pokretljivost zgloba. Glava endoproteze također prenosi opterećenje zgloba na vrat koji je u uskoj mehaničkoj vezi s trupom. Tako se postiže da se opterećenje prenosi preko vrata izravno na trup endoproteze. Glavna zadaća trupa endoproteze je prijenos sile na koštano ležište. S obzirom da se to odvija pod određenim momentom savijanja koji može imati štetni učinak u smislu rasklimavanja endoproteze ili loma trupa bitno je postići pogodniji, manji kolodijafizarni kut ili djelomično smanjiti štetni učinak momenta savijanja s dužinom vrata i ovratnika endoproteze [2]. Biomehanička funkcija ovratnika endoproteze je povoljnija raspodjela naprezanja i rasterećenje trupa proteze.

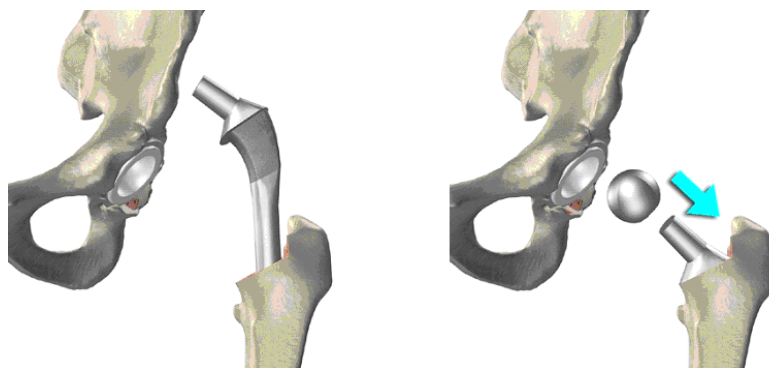
3.2. Ugradnja endoproteze zgloba kuka

Operativni zahvat ugradnje endoproteze kuka odvija se u tri faze. Prva faza operacije počinje rezom u području bedra bolesnika kako bi se omogućio pristup glavi femura i acetabulumu. Potom se glava femura vadi iz spoja s acetabulumom, te se zglobna ploha priprema za metalno ležište uklanjanjem zglobne hrskavice posebnim medicinskim pomagalicama. Medicinskim turpijama oblikuje se femuralni kanal za prihvatanje endoproteze [Slika 9].



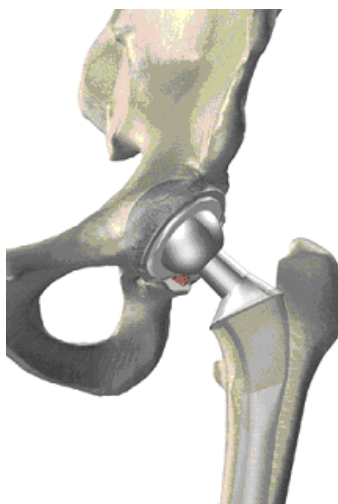
Slika 9. Prva faza operacije ugradnje endoproteze zgloba kuka

U drugoj fazi operacije trup endoproteze se namješta u prethodno oblikovani femuralni kanal. Zatim se glava endoproteze postavlja na vrat [Slika 10].



Slika 10. Druga faza operacije ugradnje endoproteze zgloba kuka

U trećoj i posljednjoj fazi operativnog zahvata endoproteza zgloba kuka se fiksira i provjerava se nalijezanje glave endoproteze [Slika 11]. Mišići i tetive se vraćaju na mjesto, a rez se zatvara šavovima.



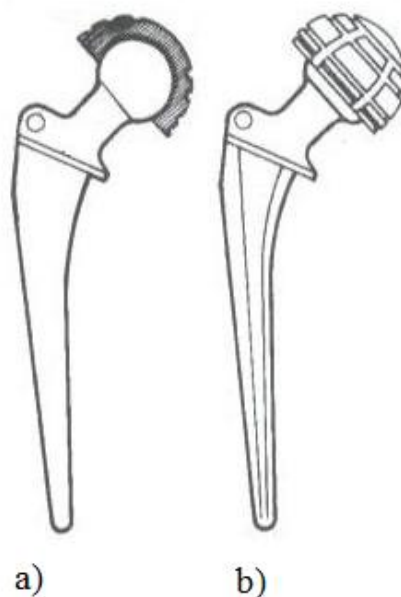
Slika 11. Treća faza operacije ugradnje endoproteze kuka

3.3. Vrste endoproteza zgloba kuka

Indikacije koje zahtjevaju ugradnju endoproteze zgloba kuka mogu biti različite:

- Kronična bol u području zgloba kuka
- Bolesti kuka (npr. osteoartritis, artritis, tumori zgloba kuka)
- Lom zgloba kuka
- Olabavljena proteza kuka

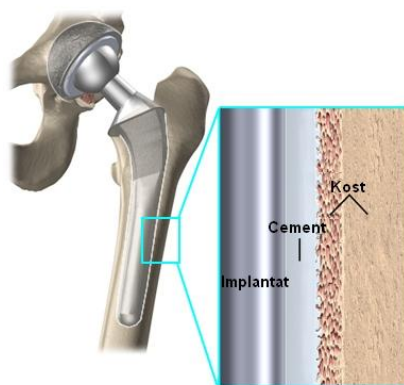
Ovisno o dijagnozi pacijenta, stanju i području loma zgloba kuka određuje se vrsta endoproteze koja će se ugraditi. Njihova glavna podjela je na djelomične (parcijalne) i potpune (totalne) [Slika 12]. Djelomičnim endoprotezama zamjenjuje se samo oštećen ili bolestan dio zgloba. To je obično slučaj kod prijeloma u zglobu kuka, a najčešće se zamjenjuje glava femura. Potpune endoproteze zamjenjuju acetabularnu i femuralnu komponentu zgloba. Totalne endoproteze mogu se na dva načina učvrstiti u koštano ležište: primjenom koštanog cementa ili bez njega.



Slika 12. Vrste endoproteza kuka a) parcijalna b) totalna

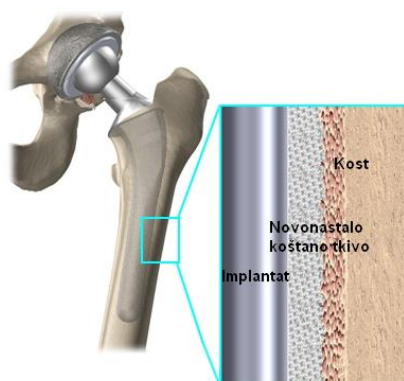
Totalne endoproteze mogu se podijeliti po načinu ugradnje na cementirane, bescementne i hibridne.

Cementirane endoproteze fiksiraju se za kost korištenjem koštanog cementa [Slika 13]. Koštani cement je masa koja se sastoji od metil-metakrilata, a njegova primarna svrha je povećavanje dodirne površine između endoproteze i koštanog ležišta (oko 200 puta) kako bi se raspodijelilo opterećenje po većoj površini [3]. Tijekom operacije koštani cement je mekana plastična masa u koju se utisne trup proteze. Nakon polimerizacije masa se stvrdne i tako fiksira endoprotezu. Nedostatak cementiranih endoproteza je cementna bolest odnosno oštećenje koštanog ležišta nakon dugog niza godina njezinog korištenja.



Slika 13. Cementirana endoproteza

Bescementne endoproteze imaju izravni kontakt između koštanog ležišta i trupa [Slika 14]. Zbog toga one zahtjevaju posebno pripremljeno ležište. Umjetni zglob se fiksira uraštanjem koštanog tkiva na površinu endoproteze.



Slika 14. Bescementna endoproteza

Hibridna endoproteza podrazumijeva ugradnju jednog dijela umjetnog kuka primjenom koštanog cementa, a drugi bio bez koštanog cementa.

Ovisno o individualnim potrebama pacijenata zglobove površine endoproteza mogu biti izrađene iz različitih materijala. Konvencionalni materijali koji se koriste u 75-95% slučajeva podrazumijevaju metalnu glavu i polietilensku čašicu. Čašica ne mora nužno biti napravljena od polimera pa tako postoje i metalne čašice u kombinaciji s metalnom glavom. U slučaju da je čašica napravljena od keramike onda se koristi i keramička glava (aluminijev ili cirkonijev oksid), ali uz keramičku glavu mogu biti korištene i metalne čašice. Trup endoproteze je

obično izrađen od izdržljivih materijala kao što su legure titana ili legure na bazi kobalta i kroma. Postoji više načina izrade endoproteze zgloba kuka. Kovanje, lijevanje i rezanje iz ploča su najzastupljenije tehnologije za izradu umjetnih kukova. U ovom radu ispitane su dvije vrste endoproteza zgloba kuka: Müller izrađena od titanske legure kovanjem [Slika 15] i Zweimüller izrađena od titanske legure rezanjem iz ploče [Slika 16].



Slika 15. Endoproteza Müller



Slika 16. Endoproteza Zweimüller

4. ISPITIVANJE ENDOPROTEZE ZGLOBA KUKA PO NORMI ISO 7206-4

Metoda dinamičkog ispitivanja umjetnog zgloba kuka definirana je normom ISO 7206-4. Međunarodna organizacija za normizaciju (ISO) za svaki određeni predmet osniva tehnički odbor ISO-a koji je zadužen za pripremu međunarodne norme. One se izrađuju u skladu s pravilima ISO-a i IEC-a (Međunarodno elektrotehničko povjerenstvo).

4.1. Područje norme ISO 7206-4 [4]

Međunarodna norma ISO 7206-4 je sastavni dio norme ISO 7206. Međunarodnu Normu ISO 7206-4 pripremio je tehnički odbor ISO/TC 150, Operacijski implantati, Pododbor SC 4, Zamjena kostiju i zglobova. Ovo drugo izdanje ukida i zamjenjuje normu ISO 7206-4:1989. ISO 7206 sastoji se od sljedećih poglavlja, pod zajedničkim nazivom Operacijski implantati-parcijalna i potpuna proteza zgloba kuka:

- Dio 1: Klasifikacija oznaka i dimenzija
- Dio 2: Artikuliranje metalnih, keramičkih i plastičnih površina
- Dio 4: Određivanje izdržljivost trupa femuralne komponente
- Dio 6: Određivanje svojstava izdržljivosti područja glave i vrata femuralne komponente
- Dio 8: Izdržljivost trupa femuralne komponente pri torziji

ISO 7206-4 strogo definira postupak dinamičkog ispitivanja endoproteze zgloba kuka u svrhu određivanja njezine izdržljivosti. Norma zahtjeva točno određene laboratorijske uvjete, uvjete ispitivanja i pozicioniranje uzorka. Norma ISO 7206-4 primjenjuje se isključivo za endoproteze s ravninom simetrije, za endoproteze zakrivljene za kut anteverzije, za uzorke sa dvostruko zakrivljenim trupom, te za endoproteze dimenzionirane za revizijske operacije.

4.2. Način provođenja eksperimenta

Eksperimentalna metoda ispitivanja dinamičke izdržljivosti endoproteze zgloba kuka provodi se tako da se donji dio uzorka pozicionira u posudu s čvrstim medijem. Glava uzorka se ciklički opterećuje dok se ne slomi ili dok se ne ostvari normom propisani broj ciklusa. Cikličko opterećenje djeluje na glavu ispitne endoproteze tako da stvara savijanje u dvije

ravnine i torziju. Nakon provedbe ispitne metode uzorak se pregledava kako bi se ustanovila eventualna oštećenja.

4.3. Materijali

Medij za učvršćenje endoproteze zgloba kuka mora zadovoljiti uvjete propisane normom ISO 7206-4. Medij se ulijeva u posudu za učvršćenje i nakon pozicioniranja endoproteze mora idealno učvrstiti ispitni uzorak kako bi eksperiment bio valjan. Odabrani medij ne smije popucati ili puknuti pod propisanim opterećenjem tijekom ispitivanja jer bi time omogućio pomicanje ispitnog uzorka i eksperiment nebi bio ispravno proveden. Također, medij za učvršćenje ne smije puzati niti se pretjerano deformirati. Prema normi, medij mora imati modul elastičnosti između 3000 i 6000 MPa.

4.4. Instrumenti [4]

Uređaj na kojem se vrši ispitivanje (umaralica) mora imati sljedeće karakteristike :

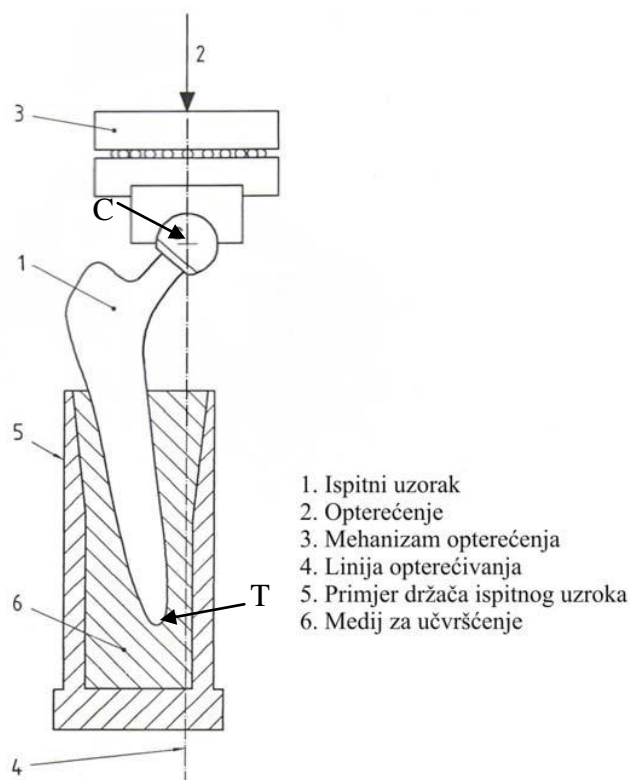
- Grešku primijenjenog opterećenje ne veću od $\pm 2\%$ od maksimalnog opterećenja
- Sinusni oblik dinamičkog opterećenja pri osnovnoj frekvenciji
- Instrumente za kontrolu vrijednosti maksimalnog i minimalnog opterećenja i progiba glave uzorka kako bi se zaustavio ispitni uređaj ukoliko progib premaši propisanu vrijednost od 0.5 mm i kako bi zabilježio odgovarajući broj ciklusa ili proteklo vrijeme ispitivanja

Posuda za držanje ispitnog uzorka i medija za učvršćenje mora imati dimenzije i dizajn koji odgovaraju ispitnom uređaju i ispitnom uzorku. Sredstvo opterećenja ispitnog uzorka mora biti takvo da osigura propisano opterećenje kroz centar glave uzorka, uzduž osi mjernog uređaja. Posebnu pažnju treba posvetiti pravilnom podmazivanju mehanizma opterećenja. Uređaj za prihvata i pozicioniranje ispitnog uzorka prihvata glavu i/ili vrat te ispitni uzorak pozicionira prema tablici 2.

4.5. Provedba eksperimenta prema normi ISO 7206-4 [4]

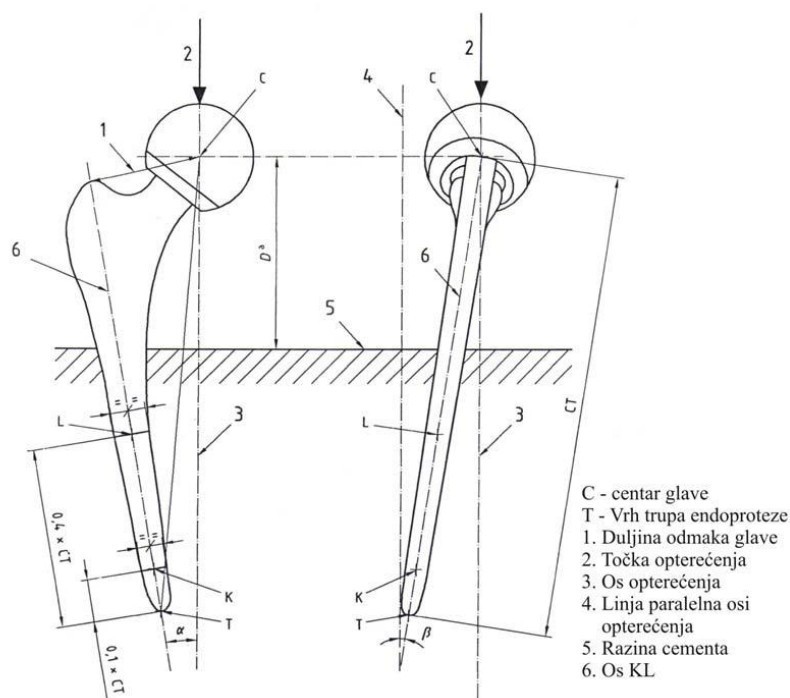
Prema normi ISO 7206-4 dinamičko ispitivanje endoproteze provodi se u 12 koraka.

1. Mjeri se dužina CT koja predstavlja udaljenost između centra glave (C) i najudaljenije točke trupa (T) [slika 17].



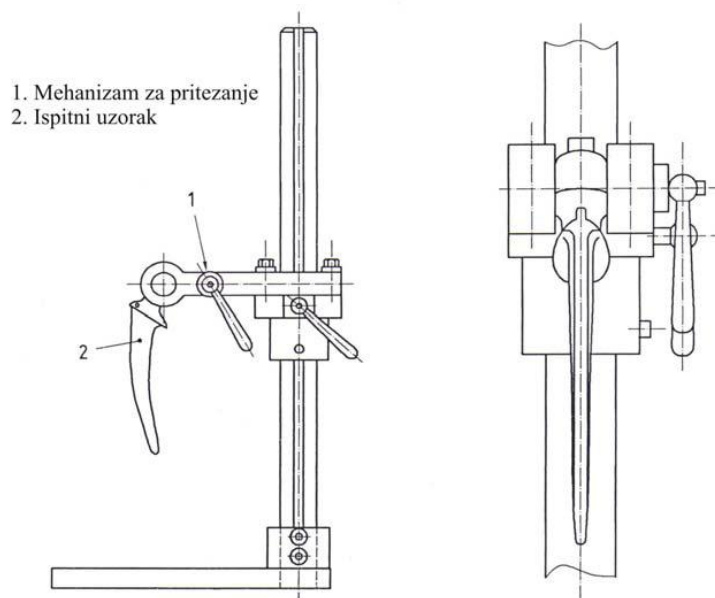
Slika 17. Pozicioniranje mjernog uzorka

2. Definira se os trupa endoproteze na način da se odredi linija KL koja spaja polovišta bočnog presjeka endoproteze na udaljenosti $0,1 \times CT$ i $0,4 \times CT$ od vrha trupa [Slika 18].



Slika 18. Položaj ispitnog uzorka tijekom eksperimenta

3. Prihvati se glava i vrat endoproteze zgloba kuka uređajem za priхват [Slika 19] i ispitni uzorak se pozicionira tako da os KL trupa bude nagnuta pod kutem α i β [Slika 18] za ravan trup endoproteze bez anteverzije



Slika 19. Uređaj za prihvat i pozicioniranje ispitnog uzorka

4. Postavi se posuda s uzorkom na ispitni uređaj tako da os ispitnog uređaja prolazi kroz točku C kako zahtjeva norma ISO 7206-1. Pričvrsti se posuda i osigura se orijentacija ispitnog uzorka. Mjeri se i zapisuje duljina odmaka glave [Slika 18]. Kutovi α i β mjere se s obzirom na liniju opterećenja ispitnog uređaja.
5. Uređajem za pozicioniranje pozicionira se endoproteza u posudi, ulije se medij za učvršćenje pazeći da gornja površina medija bude na udaljenosti D [Slika 18] od centra glave C ispitnog uzorka. Dimenzija D dana je u tablici 2.
6. Nakon pozicioniranja osigura se položaj ispitnog uzorka dok se medij za učvršćenje dovoljno ne stvrdne da održava položaj uzorka bez pomoći. Testiranje se ne započinje dok medij za učvršćenje potpuno ne polimerizira.

Prilikom ovog postupka vrat endoproteze ne smije se oštetiti budući da oštećenje može utjecati na izdržljivost uzorka.

Treba izbjegavati oštećenja glave proteze kako se ne bi povećalo trenje između glave i sustava opterećenja za vrijeme ispitivanja.

Tablica 2. Parametri orijentacije ispitnog uzorka

| CT | D | α | β |
|--|----------|-------------|-------------|
| | ± 2 | ± 2 | ± 2 |
| mm | mm | Stupnjevi ° | Stupnjevi ° |
| CT < 200 | 0,4×CT | 10 | 9 |
| CT > 200 | CT - 100 | 0 | 4 |
| CT udaljenost između točaka C i T ispitnog uzorka | | | |
| D vertikalna udaljenost od centra glave ispitnog uzorka do razine medija za učvršćenje | | | |
| α kut u stupnjevima određen na slici 26 | | | |
| β kut u stupnjevima određen na slici 26 | | | |

7. Ispitni uređaj počinje sa radom kada je podešen tako da željeni raspon opterećenja bude primjenjiv na ispitni uzorak preko mehanizma opterećenja. Namjesti se ispitni uređaj na frekvenciju između 4 i 30 Hz koja dozvoljava primjenu navedenog

opterećenja na točnost $\pm 2\%$ raspona opterećenja. Frekvencija od 1 Hz preporuča se za ispitivanje nemetalnih uzorka; frekvencija od 4-30 Hz za ispitivanje metalnih uzoraka.

8. Tokom ispitivanja potrebno je mjeriti horizontalnu ili vertikalnu komponentu dinamičkog progiba (f) glave endoproteze. Namjesti se prekidač da zaustavi ispitivanje u slučaju da progib glave endoproteze premaši $1.25 \times f$, ovisno o tome koja komponenta progiba je veća. Ako ispitni uređaj ili instrument pokaže navedeni podatak, treba se okončati ispitivanje i pregledati medij za učvršćenje i ispitni uzorak kako bi se ustvrdilo da li se endoproteza rasklimala u mediju za učvršćenje ili je došlo do oštećenja uzorka.
9. Ispitivanje se nastavlja dok jedan od sljedećih uvjeta ne ispuni:
 - a) Progib koji premašuje vrijednost $1.23 \times f$;
 - b) Lom uzorka;
 - c) Odrađeni broj odabranih ciklusa opterećenja;
 - d) Nemogućnost ispitnog uređaja da održava traženu vrijednost opterećenja

U svakom slučaju, evidentirati izvršeni broj ciklusa.

10. Osloboditi ispitni uzorak iz medija za učvršćenje.
11. Pregledati ispitni uzorak koristeći metode zatražene od stranke koja je dostavila uzorak na ispitivanje.

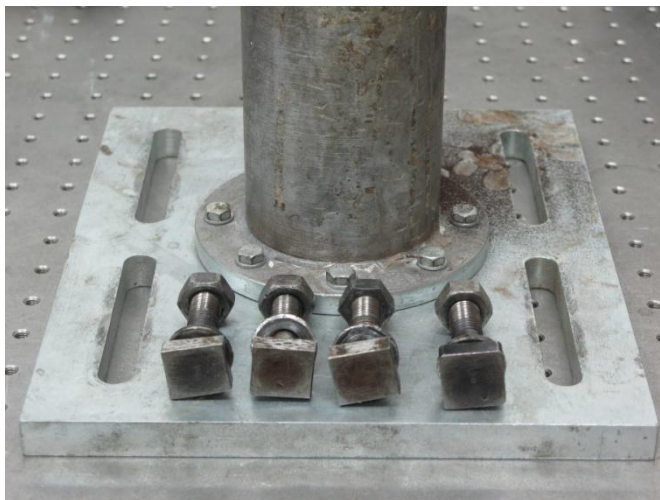
5. DINAMIČKO ISPITIVANJE ENDOPROTEZE ZGLOBA KUKA

Međunarodna norma 7206-4 propisuje postupak pripreme i provedbe dinamičkog ispitivanja endoproteze zgloba kuka od trenutka zaprimanja ispitnog uzorka. Kako bi eksperiment bio ispravno proveden potrebna je temeljita priprema koja obuhvaća i izradu dijelova koji su neophodni da bi ispitni uzorak bio pravilno opterećen na umaralici. Sama provedba eksperimenta zahtjeva podešavanje parametra umaralice uz nadzor i kontrolu opterećenja.

5.1. Konstruiranje i izrada dijelova za provedbu eksperimenta

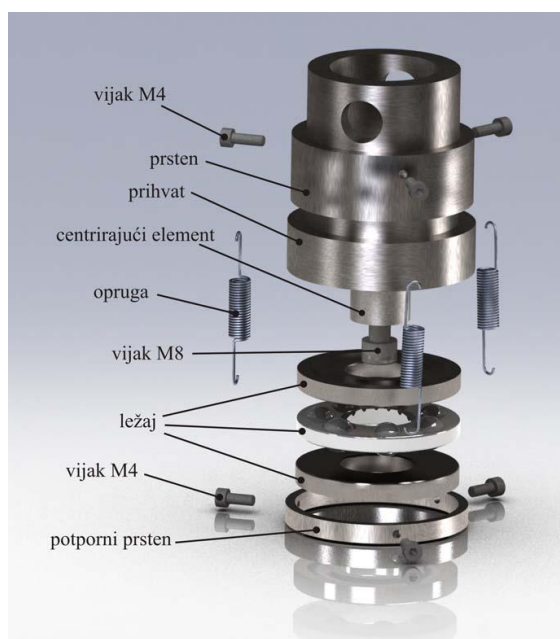
Posuda za učvršćenje endoproteze zgloba kuka neophodna je za pridržavanje uzorka tijekom provedbe eksperimenta. Dimenzioniranje i dizajn posude odgovaraju veličini endoproteze zgloba kuka i dizajnu radnog stola ispitnog uređaja. Posuda je tokarena iz

okrugle cijevi $\varnothing 120$. Kako bi se ispitni uzorak nakon ispitivanja lakše izvadio posuda ima unutrašnji konus. Na posudi je izrađena prirubnica sa osam rupa (vijak M8) pomoću kojih se posuda pričvršćuje za postolje [Slika 20].



Slika 20. Posuda za učvršćenje s postoljem

Četiri utora na postolju omogućavaju planarno gibanje ispitnog uzorka po stolu kidalice i time pojednostavljaju pozicioniranje glave uzorka na umaralicu prema normi ISO 7206-4. Postolje se pričvršćuje za stol ispitnog uređaja pomoću četiri vijka i matice M12. Sklop za opterećenje glave proteze izveden je na način da osigurava da opterećenje prolazi kroz centar glave endoproteze i poklapa se s uzdužnom osi ispitnog uređaja. Sklop se sastoji od prihvata na ispitni uređaj, aksijalnog ležaja i potpornog prstena. Tri opruge drže sklop za opterećivanje u cjelini. Norma zahtjeva da sklop za opterećivanje omogućuje horizontalne pomake. Taj problem je konstrukcijski riješen klizanjem kuglica ležaja po ravnim površinama aksijalnih prstena [Slika 21].



Slika 21. Dijelovi sklopa za opterećivanje

5.2. Pozicioniranje endoproteze zgloba kuka

Za idealno učvršćivanje endoproteze zgloba kuka u posudi najvažniji je odabir medija za zalijevanje koji svojim tehničkim karakteristikama mora zadovoljavati normu. Glavni kriterij za odabir medija bio je modul elastičnosti u krutom stanju (prema normi mora biti između 3000 i 6000 MPa), vrijeme do potpune polimerizacije pri sobnoj temperaturi, cijena i dostupnost.

Izabrana je dvokomponentna akrilna smjesa SCS-Beracryl D-28 (Suter Kunststoffe AG, Švicarska). Proces potpune polimerizacije smjese pri sobnoj temperaturi traje 48 sati. Zaprimljeni ispitni uzorci izmjereni su kako bi se odredili kutovi pozicioniranja [tablica 2], a dimenzije endoproteza dani su u tablici 3.

Tablica 3 Dimenzije zaprimljenih ispitnih uzoraka endoproteza zgloba kuka

| Ispitni uzorak | CT (mm) | D (mm) | α (°) | β (°) |
|----------------|---------|--------|--------------|-------------|
| Müller | 156 | 62 | 10 ± 2 | 9 ± 2 |
| Zweimüller | 147 | 59 | 10 ± 2 | 9 ± 2 |

Za definiranje položaja endoproteze zgloba kuka u prostoru posude prije zalijevanja korišten je improvizirani stalak [Slika 22]. Pomoću njega s lakoćom se određuju kutovi zakreta i dubina urona endoproteze prema tablici 3. Nakon pozicioniranja uzorka u posudi

ulijeva se dvokomponentna smjesa prema uputama proizvođača. Granica urona se određuje tako da je D dimenzija [Slika 18] neuronjeni dio endoproteze zgloba kuka.



Slika 22. Pozicioniranje ispitnog uzorka u posudi

Nakon što smjesa potpuno polimerizira ispitni uzorak se otpušta s improviziranog staka i pozicionira se na radnom stolu. Pozicioniranje uzorka na radnom stolu je uspješno kada se postigne kolinearost između centra glave endoproteze i osi opterećenja umaralice [Slika 23]. Potom se postolje pričvršćuje za radni stol ispitnog uređaja i time je ispitni uzorak spreman za provedbu dinamičkog ispitivanja.



Slika 23. Pozicioniranje ispitnog uzorka na umaralici

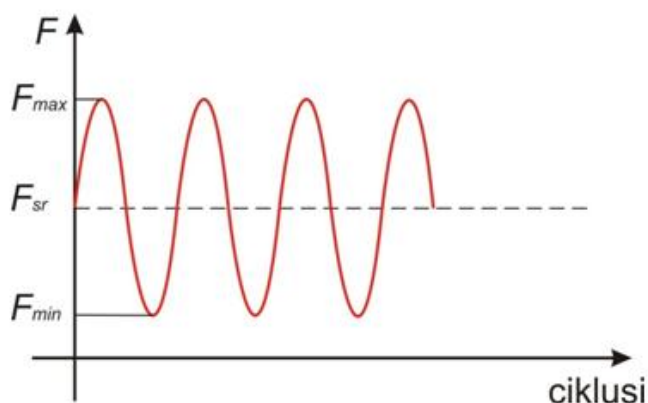
5.3. Provedba ispitivanja endoproteze zgloba kuka

Uređaj na kojem je ispitana dinamička izdržljivost endoproteza zgloba kuka je servohidraulička kidalica LFV 50-HH, Walter+Bai Švicarska [Slika 24]. Parametri opterećenja, definirani normom ISO 7206-4, unešeni su u program umaralice Dion-Pro [5].



Slika 24. Servohidraulička umaralica LFV 50-HH

Uzorci endoproteza ispitani su dinamičkim opterećenjem s vršnim vrijednostima od 200 N do 3000 N. Odabrana frekvencija za endoprotezu Müller je iznosila 10 Hz, a za endoprotezu Zweimüller 15 Hz. Odabrani parametri daju pravilan oblik sinusoide u dijagramu sila-ciklus, sa željenim vršnim vrijednostima zadanih sila (Slika 25). Ispitivanje od $5 \cdot 10^6$ ciklusa za endoprotezu Müller trajalo je oko 139 h, a za ispitni uzorak Zweimüller 92.6 h. Nakon izdržanog zadanog broja ciklusa, uzorak je izvađen iz posude. Ispitni uzorak i medij za učvršćenje pregledani su u svrhu utvrđivanja eventualnih oštećenja ili napuknuća [Slika 26].



Slika 25. Sinusoidalni oblik cikličkog opterećenja



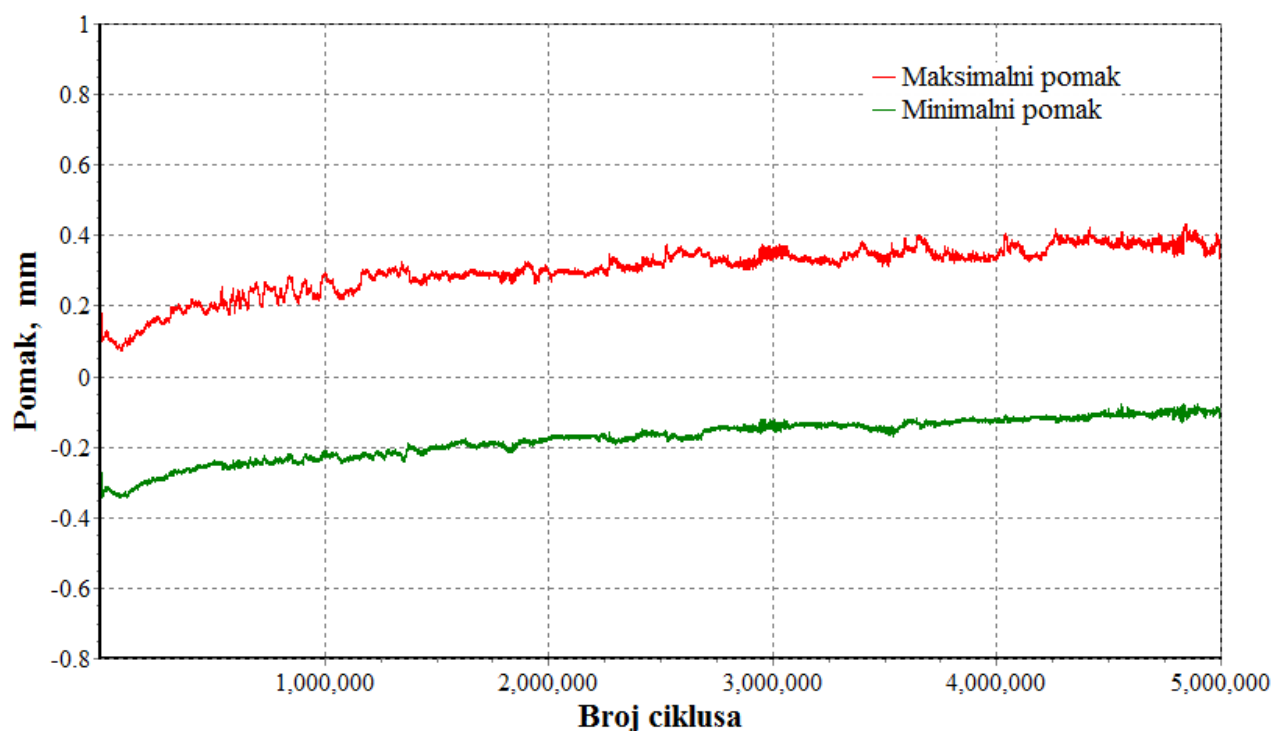
Slika 26. Endoproteza Zweimüller u mediju za učvršćivanje

6. REZULTATI EKSPERIMENTA

Dinamičko ispitivanje uzoraka provedeno je na dvjema vrstama endoproteza; Müller i Zweimüller. Ispitni uzorci izrađeni su od titanove legure ISO 5832-3 i različitih su dimenzija. Eksperiment je pratio zahtjeve norme ISO 7206-4 od trenutka zaprimanja ispitnih uzoraka, preko pozicioniranja sve do ispitivanja sa zadanim brojem ciklusa.

6.1. Rezultati ispitivanja endoproteze Müller

Rezultati ispitivanja endoproteze Müller prikazani su dijagramom na slici 27 Zelena krivulja u dijagramu prikazuje pomake kod minimalnog opterećenja, a crvena krivulja definira pomake tijekom maksimalnog opterećenja.



Slika 27. Maksimalni i minimalni pomaci endoproteze Müller

Numeričke vrijednosti pomaka endoproteze Müller [Tablica 4] prikazuju da se pomaci povećavaju s brojem odrađenih ciklusa, ali ne prelaze vrijednosti propisane normom ISO 7206-4. U tablici su navedeni minimalni i maksimalni pomaci za $0.5 \cdot 10^6$ ciklusa i za svakih $1 \cdot 10^6$ ciklusa.

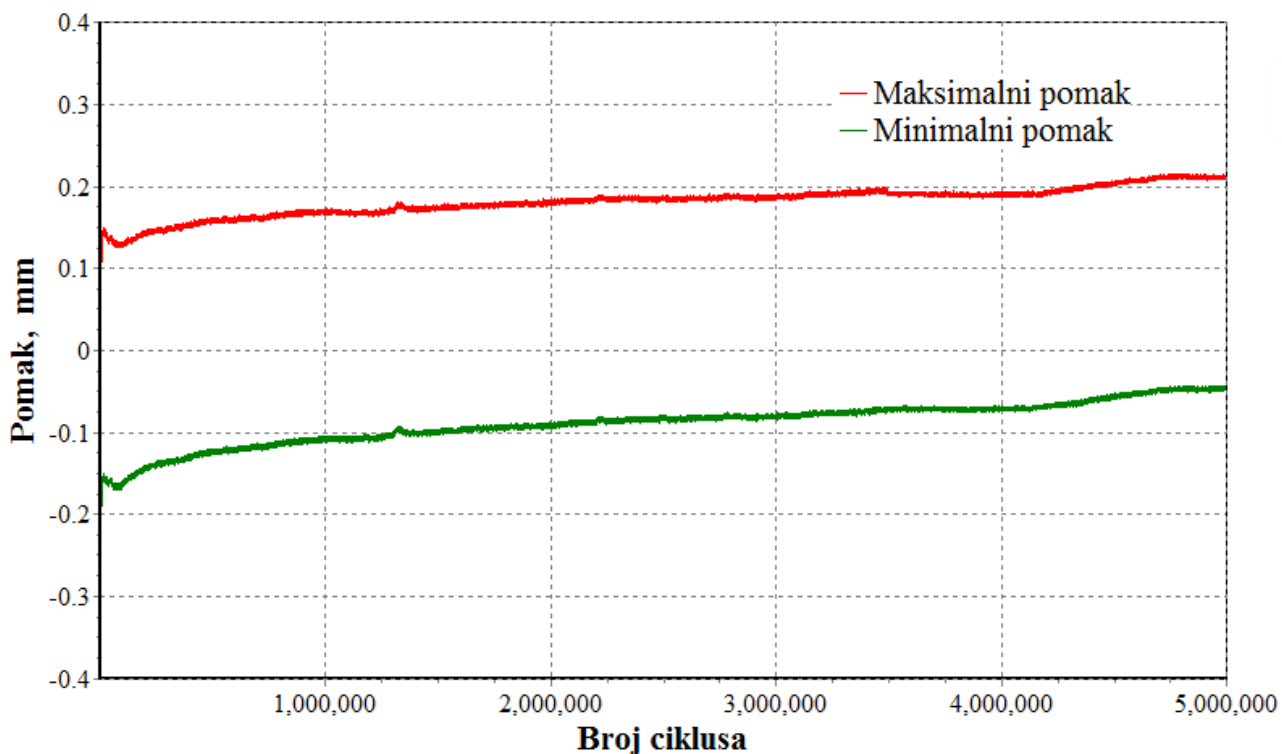
Tablica 4. Očitane vrijednosti pomaka prilikom ispitivanja endoproteze Müller

| Pomak mm | $0.5 \cdot 10^6$ ciklus | $1 \cdot 10^6$ ciklus | $2 \cdot 10^6$ ciklus | $3 \cdot 10^6$ ciklus | $4 \cdot 10^6$ ciklus | $5 \cdot 10^6$ ciklus |
|-------------|----------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| S_{\min} | -0.245 | -0.219 | -0.176 | -0.137 | -0.125 | -0.095 |
| S_{\max} | 0.197 | 0.288 | 0.297 | 0.352 | 0.355 | 0.362 |

Nakon odrađenih $5 \cdot 10^6$ ciklusa endoproteza Müller pregledana je kako bi se utvrdila eventualna oštećenja. Nakon dinamičkog ispitivanja na uzorku nisu bila vidljiva trajna oštećenja.

6.2. Rezultati ispitivanja endoproteze Zweimüller

Dijagram [Slika 28] prikazuje rezultat ispitivanja izdržljivosti endoproteze Zweimüller izrađenu od titanove legure. Minimalni i maksimalni pomak pri vršnim opterećenjima definirani su pomoću dvije krivulje. Zelena krivulja prikazuje pomake pri minimalnim opterećenjima, a crvena krivulja pri maksimalnim opterećenjima.



Slika 28. Maksimalni i minimalni pomaci endoproteze Müller

Očitane vrijednosti pomaka ispitnog uzorka Zweimüller [Tablica 5] pokazuju da se vršni pomaci povećavaju s brojem odrađenih ciklusa. U tablici su prikazani minimalni i maksimalni pomaci za svakih $1 \cdot 10^6$ ciklusa i za $0.5 \cdot 10^6$ ciklusa.

Tablica 5. Očitane vrijednosti pomaka prilikom ispitivanja endoproteze Zweimüller

| Pomak (mm) | $0.5 \cdot 10^6$ ciklus | $1 \cdot 10^6$ ciklus | $2 \cdot 10^6$ ciklus | $3 \cdot 10^6$ ciklus | $4 \cdot 10^6$ ciklus | $5 \cdot 10^6$ ciklus |
|---------------|----------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| S_{\min} | -0.123 | -0.105 | -0.089 | -0.079 | -0.069 | -0.044 |
| S_{\max} | 0.156 | 0.17 | 0.178 | 0.185 | 0.189 | 0.209 |

Nakon izdržanih $5 \cdot 10^6$ ciklusa endoproteza je oslobođena iz prihvata umaralice i pregledana kako bi se ustanovila oštećenja. Ispitni uzorak tijekom eksperimenta nije oštećen što znači da njegova izdržljivost zadovoljava normu ISO 7206-4.

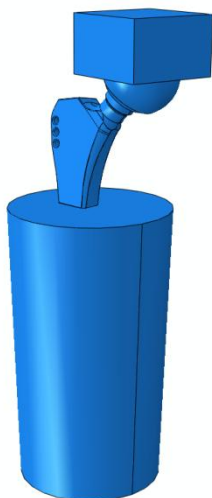
7. PROVEDBA NUMERIČKE SIMULACIJE METODOM KONAČNIH ELEMENATA

Metoda konačnih elemenata je numerička metoda koja je nezaobilazna u inženjerskim proračunima, a temelji se na fizičkoj diskretizaciji kontinuuma [6]. U ovom radu korišten je programski paket Abaqus 6.10.1. u kojem su modelirani 3D modeli endoproteze kuka, acetabularne kape i posude za pozicioniranje. Treba naglasiti da su rezultati svih numeričkih metoda pa tako i metode konačnih elemenata samo približna realnim rješenjima. Teorijska znanja o konačnim elementima i fizikalnom ponašanju konstrukcija neophodne su kako rezultati nebi previše odstupali od realnih vrijednosti.

Metoda konačnih elemenata dijeli područje kontinuuma na konačan broj potpodručja tzv. konačnih elemenata prilikom čega se formira mreža konačnih elemenata [6]. Elementi su međusobno povezani točkama koje se nazivaju čvorovi. Tako je moguće odrediti pomake, naprezanja, deformacije itd. pri različitim opterećenjima za gotovo svaku konstrukciju u relativno kratkom roku. Stanje svakog pojedinog elementa određeno je interpolacijskim funkcijama koje zadovoljavaju određene uvjete. Tražene veličine se najprije izračunavaju u svakom elementu zasebno (lokalno), a potom se određenim transformacijama izračunavaju za cijelu konstrukciju (globalno). Progušćivanjem mreže konačnih elemenata odnosno povećanjem broja elemenata rezultati se približavaju stvarnim vrijednostima.

7.1. Prikaz geometrije modela i parametri materijali

Izrada modela u 3D prikazu neophodna je za numeričku analizu. U programskom paketu Abaqus 6.10.1 modelirana je endoproteza Zweimüller, glava endoproteze, model acetabuluma prema tehničkoj dokumentaciji od tvrtke Instrumentaria d.d.. Kako bi se oponašali stvarni uvjeti eksperimenta, konstruiran je model koji predstavlja medij za učvršćenje prema dimenzijama posude koji je korišten i kod eksperimenta. Pozicioniranje endoproteze [Slika 29] izvršeno je prema normi ISO 7206-4.



Slika 29. Geometrija modela

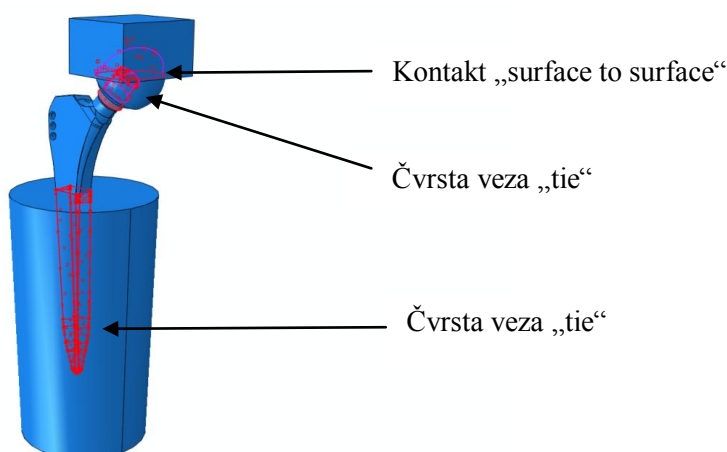
Numerička analiza provedena je s parametrima materijala koji obuhvaćaju elastično i plastično ponašanje materijala. Budući da za zadano opterećenje nije bilo pojave plastičnih deformacija parametri materijala za plastično područje nisu prikazani [Tablica 6]. Zadani parametri materijala odgovaraju titanovoj leguri, materijalu endoproteze i beracrylu, smjesi za učvršćenje.

Tablica 6. Parametri materijala

| Materijal | Modul elastičnosti E [GPa] | Poissonov koeficijent ν |
|-----------|------------------------------|-----------------------------|
| titan | 120 | 0.3 |
| beracryl | 3.088 | 0.3 |

7.2. Definiranje mehaničkih veza

Mehaničke veze na modelu endoproteze zgloba kuka definirane su putem dvije čvrste (tie) veze i jednog kontakta [Slika 30]. Prva čvrsta veza zadana je između kugle koja predstavlja glavu endoproteze i vrata endoproteze kako bi se opterećenje u potpunosti prenijelo na vrat. Druga čvrsta veza zadana je između smjese za učvršćenje i trupa endoproteze. Kontakt „surface to surface“ definiran je između glave endoproteze i acetabuluma [7]. Kontakt je opisan kao kontakt bez trenja jer je poznato da je koeficijent trenja u stvarnosti između ovih površina zanemarivo mali.

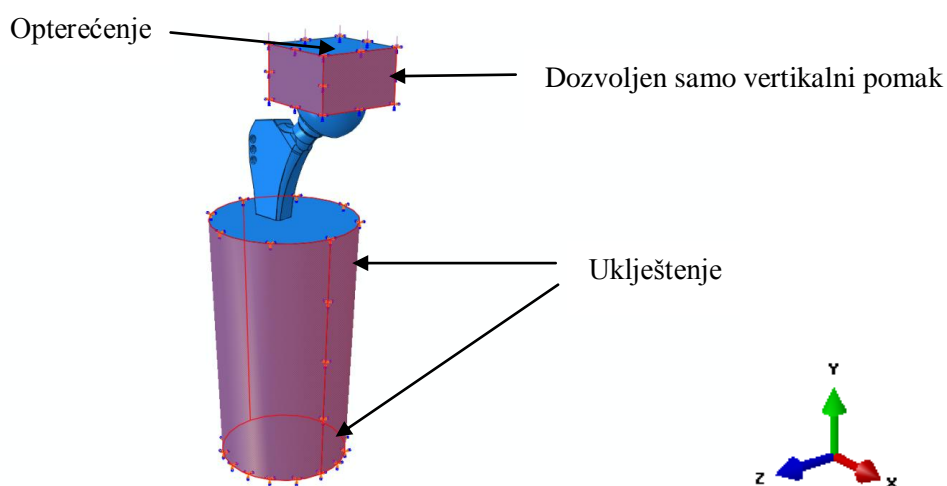


Slika 30. Mehaničke veze

7.3. Zadavanje rubnih uvjeta i opterećenja

Rubni uvjeti i opterećenje u numeričkom modelu definiraju se prema stvarnim uvjetima i opterećenjima narinutim tijekom eksperimenta. Prema normi ISO 7206-4 endoproteza kuka tijekom eksperimenta mora biti pozicionirana i čvrsto vezana za smjesu. Kako bi se ostvarila sljedivost rubnih uvjeta na numeričkom modelu definira se uklještenje na vanjskoj površini modela smjese [Slika 31] čime su spriječeni pomaci smjese u sva tri smjera. Rubni uvjet modela acetabuluma dozvoljava vertikalni pomak u smjeru y osi, dok su mu pomaci u smjeru x i z osi onemogućeni.

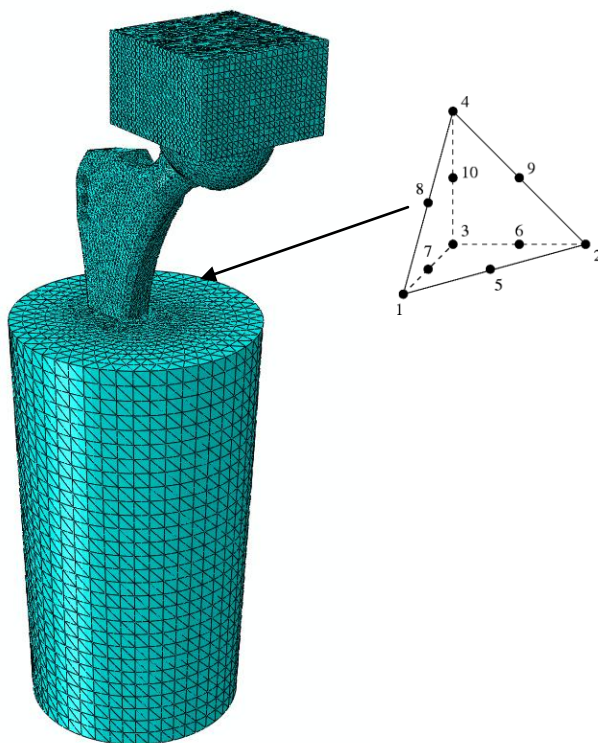
Model acetabuluma opterećen je vertikalnom silom od 3000 N. Vertikalna sila ostvarena je pomoću tlaka na gornjoj površini modela acetabuluma i prenosi se na glavu endoproteze.



Slika 31. Rubni uvjeti i opterećenje

7.4. Generiranje mreže konačnih elemenata

Prilikom numeričke analize korišteni su 3D tetraedarski konačni elementi drugog reda (C3D10) koji sadrže 10 čvorova po elementu [Slika 32]. Cijeli model diskretiziran je s ukupno 560 154 konačnih elemenata odnosno 755 415 čvorova. Mreža je lokalno usitnjena na mjestima pojave koncentracije naprezanja što daje točnije rezultate.



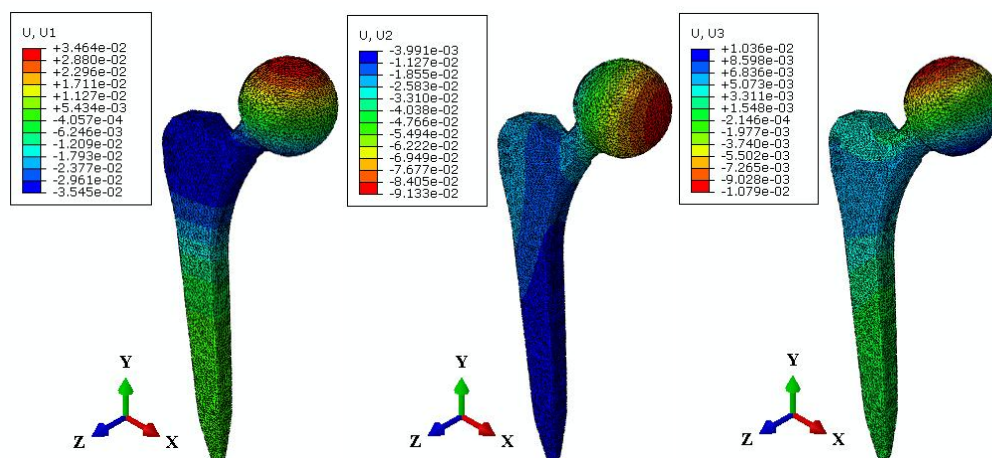
Slika 32. Mreža konačnih elemenata

8. REZULTATI NUMERIČKE ANALIZE

Rezultati numeričkih simulacija daju prikaz raspodjele pomaka, deformacija i naprezanja na modelu endoproteze zgloba kuka.

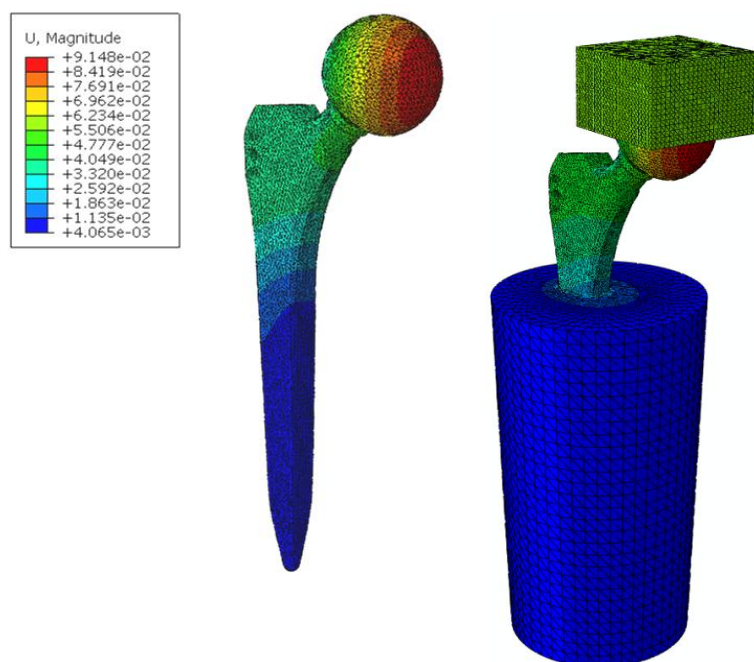
8.1. Analiza pomaka endoproteze zgloba kuka

Prema propisanoj normi otklon glave endoproteze prilikom eksperimentalnog dinamičkog ispitivanja ne smije biti veći od 0.5 mm. Mjerenje horizontalnih pomaka eksperimentalnim putem je složen proces. Za razliku od eksperimenta numeričke simulacije statičkog ispitivanja omogućuju određivanje pomaka u smjeru sve tri koordinatne osi [Slika 33], odnosno udio horizontalnih pomaka u ukupnom pomaku.



Slika 33. Raspodjela pomaka u smjeru koordinatnih osi

Maksimalni ukupni pomak pojavljuje se na modelu glave [Slika 34] i iznosi 0.0915 mm.



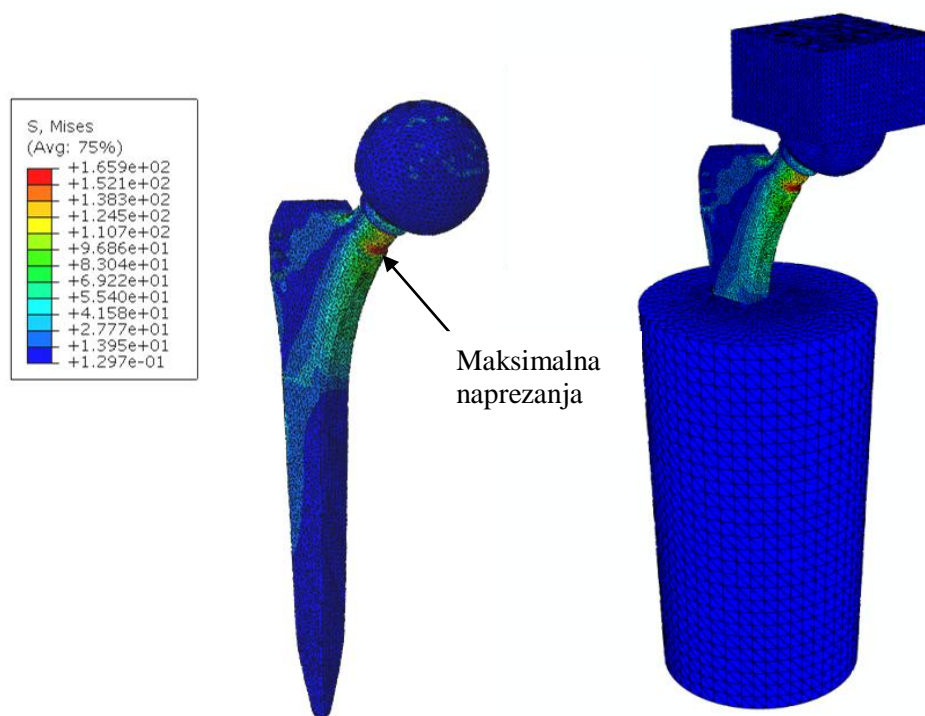
Slika 34. Raspodjela ukupnih pomaka endoproteze zgloba kuka

Iz prikazanih rezultata je vidljivo da su pomaci za 45.75% manji od pomaka dobivenih eksperimentalnim ispitivanjem.

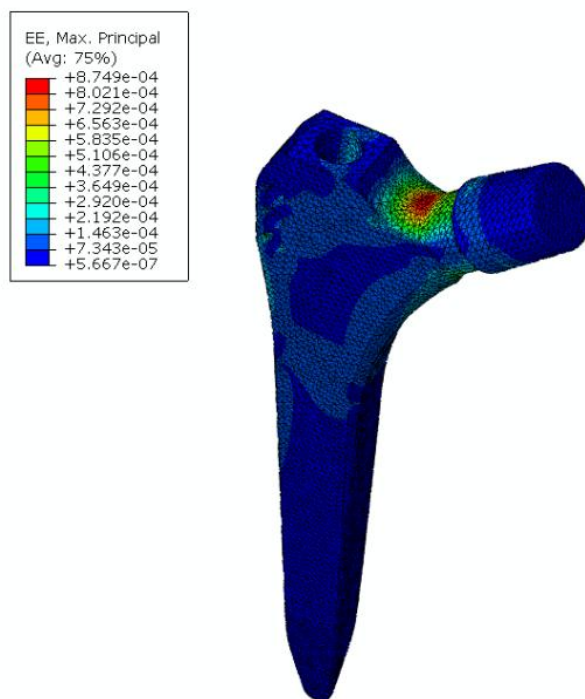
8.2. Analiza naprezanja i deformacija endoproteze zgloba kuka

Naprezanja endoproteze zgloba kuka predstavljaju ekvivalentna naprezanja dobivena prema Von Misesu. Maksimalna naprezanja pojavljuju se na donjem dijelu vrata endoproteze i iznose 162.9 N/mm^2 [Slika 35]. U većini literature se upravo vrat endoproteze navodi kao najkritičnije mjesto kod kojeg će najprije doći do loma. Kako se radi o najvećem naprezanju koje je zanemarivo u odnosu na prekidnu čvrstoću titanove legure može se sa sigurnošću reći da neće doći do loma endoproteze uslijed zadanog statičkog opterećenja.

Raspodjela elastičnih deformacija [Slika 36] pokazuje da se najveće deformacije pojavljuju na gornjem dijelu vrata endoproteze, a najveća vrijednost iznosi $8.749 \cdot 10^{-4} \text{ mm/mm}$.



Slika 35. Raspodjela ekvivalentnih naprezanja



Slika 36. Raspodjela deformacija

9. ZAKLJUČAK

Cilj ovog rada bila je provjera dinamičke izdržljivosti endoproteze zgloba kuka prema zahtjevima norme ISO 7206-4. Eksperimentalno ispitivanje provedeno je s endoprotezom Müller izrađenom kovanjem iz titanove legure ISO 5832-3 i endoprotezom Zweimüller koja je izrezana iz gotove titanske ploče od istog materijala.

Uređaj za pozicioniranje omogućio je pravilno i precizno pozicioniranje ispitnih uzoraka tijekom zalijevanja i polimerizacije medija za učvršćenje. Odabrani medij za učvršćenje je Beracryl koji svojim modulom elastičnosti u krutom stanju u iznosu od 3.088 GPa u potpunosti zadovoljava sve zahtjeve norme. Nakon potpune polimerizacije ispitni uzorci pozicionirani su na ispitni uređaj i dinamički opterećeni vršnim opterećenjima od 200 i 3000 N u trajanju od $5 \cdot 10^6$ ciklusa. Frekvencija opterećenja endoproteze Müller iznosila je 10 Hz, a endoproteze Zweimüller 15 Hz.

Ispitni uzorci zadovoljili su zahtjeve propisane norme ISO 7206-4 što znači da nakon izdržanog zadanog broja ciklusa niti kod jednog uzorka nije uočeno napuknuće niti bilo kakvo drugo trajno oštećenje. Norma također zahtjeva da otklon glave endoproteze prilikom ispitivanja ne smije biti veći od 0.5 mm. Maksimalni vertikalni pomak glave endoproteze Müller ne prelazi 0.41 mm. U usporedbi s endoprotezom Müller, kod endoproteze Zweimüller uočeni su manji vertikalni pomaci, pa tako njezin maksimalni vertikalni pomak iznosi 0.21 mm.

Normom je predviđeno mjerenje vertikalnih i horizontalnih otklona glave proteze, ali zbog složenosti postupka mjerenje horizontalnih pomaka nije provedeno u ovom radu.

Pomoću metode konačnih elemenata simulirano je statičko opterećenje u iznosu od 3000 N na model endoproteze Zweimüller koja dimenzijama odgovara stvarnom ispitnom uzorku. Cilj numeričke simulacije bio je odrediti udio horizontalnih pomaka u ukupnom pomaku glave endoproteze. Rezultati dobiveni numeričkim proračunom pokazuju da su pomaci u smjeru osi x 38% manji, a pomaci u smjeru osi z 11% posto manji u odnosu na vertikalne pomake glave endoproteze.

Numeričkom simulacijom statičkog opterećenja također su dobiveni i rezultati najveće koncentracije naprezanja. Očekivano, najveća koncentracija naprezanja nalazi se u području vrata endoproteze zgloba kuka. Prema stručnoj literaturi to je karakteristično područje u kojem najčešće dolazi do loma endoproteze.

Rezultati dobiveni eksperimentalnim i numeričkim ispitivanjem pokazuju da ispitni uzorci imaju zadovoljavajuću dinamičku izdržljivost prema zahtjevima norme. Vizualnim pregledom utvrđeno je da na ispitnim uzorcima i mediju za ispitivanje nisu nastala trajna oštećenja.

LITERATURA

- [1] Platzner, W.: Priručni anatomske atlas, Prvi svezak: Sustav organa za pokretanje, Medicinska naklada, Zagreb 2003.
- [2] Ruskowzski, I., Orlić, D., Muftić, O.: Endoproteza zglobova kuka, Juma, Zagreb
- [3] <http://orthoinfo.aaos.org/menus/hip.cfm>
- [4] Norma ISO 7206-4: 2002 Implants for surgery - Partial and total hip joint prostheses, Part 4: Determination of endurance properties of stemmed femoral components
- [5] Instruction manual, Servohydraulic fatigue testing machine, type LFE 50 HH, Walter+bai, 2006.
- [6] Sorić, J.: Metoda konačnih elemenata, Golden marketing-tehnička knjiga, Zagreb, 2004.
- [7] Abaqus 6.10.1. Documentation, Abaqus/CAE Users Manual, ABAQUS Inc.

PRILOZI

- I. Programski kod za rad dinamičke kidalice
- II. CD-R disc